

GAU 3308
3735

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE



Applicant:
Lutz Lauterjung
08/878,908

Art Group: 3308

Examiner: Prebilic, P.

Filed: 06/19/97

FOR: PROSTHETIC REPAIR OF BODY PASSAGES

RECEIVED
JUN 30 1998
GROUP 3200

Assistant Commissioner for Patents
Washington D.C. 20231

Filing of Certified Copies of Foreign Priority Documents
Pursuant to 35 U.S.C. § 119(b)

Enclosed herewith is a certified copy of German application number 1964 642.3, filed on June 20, 1996; and German application number 196 33 588.4, filed on August 20, 1996. Applicant hereby claims foreign priority benefits under Title 35, United States Code, § 119 on each of the above-referenced German applications. Applicant believes that no fee is due at this time. If, however, any additional fees are due, please charge deposit account 09-0473 accordingly.

Date: June 22, 1998

Respectfully submitted,

Melissa J. Szanto
Melissa J. Szanto
Reg. No. 40,834
SULZER MEDICA USA, INC.
4000 Technology Drive
Angleton, TX 77515
(409) 848-4358

CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL" (37 CFR 1.10)

Applicant(s): Karl-Lutz Lauterjung

Docket No.
VAS-021

Serial No.
08/878,908

Filing Date
06/19/97

Examiner
Prebilic, P.

Group Art Unit
3308

Invention: PROSTHETIC REPAIR OF BODY PASSAGES



RECEIVED
JUN 30 1998
GROUP 3200

I hereby certify that this: Filing of Certified Copies of Foreign Priority Documents
(Identify type of correspondence)

is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 CFR 1.10 in an envelope addressed to: The Assistant Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231

on 6/23/98
(Date)

Aimee Davis
(Typed or Printed Name of Person Mailing Correspondence)

Aimee Davis
(Signature of Person Mailing Correspondence)

E1057183725US
("Express Mail" Mailing Label Number)

Note: Each paper must have its own certificate of mailing.

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

US Ser No. 08/878,908



Bescheinigung



Herr Professor Dr.med. Karl-Lutz L a u t e r j u n g in München/Deutschland hat eine Patentanmeldung unter der Bezeichnung

"Gefäßprothese und zugehörige Applikationsvorrichtung"

am 20. August 1996 beim Deutschen Patentamt eingereicht.

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

Die Anmeldung hat im Deutschen Patentamt vorläufig die Symbole A 61 F, A 61 M und A 61 L der Internationalen Patentklassifikation erhalten.

CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

München, den 19. Mai 1998

Der Präsident des Deutschen Patentamts
Im Auftrag

Zeichen: 196 33 588.4

05/19/98

VOSSIUS & PARTNER

PATENTANWÄLTE EUROPEAN PATENT ATTORNEYS

Dr. Volker Vossius, Dipl.-Chem. (-6/1992)
Dr. Paul Tauchner, Dipl.-Chem.
Dr. Dieter Heunemann, Dipl.-Phys.
Dr. Peter A. Rauh, Dipl.-Chem.
Dr. Gerhard Hermann, Dipl.-Phys.
Josef Schmidt, Dipl.-Ing.
Dr. Hans-Rainer Jaenichen, Dipl.-Biol.
Dr. Alexa von Uexküll, M.Sc.
Dr. Rudolf Weinberger, Dipl.-Chem.
Dr. Wolfgang Bublak, Dipl.-Chem.

EUROPEAN PATENT ATTORNEY

Dr. Renate Barth, Dipl.-Chem.

RECHTSANWÄLTIN

Helga Tremmel

SIEBERTSTRASSE 4
81675 MÜNCHEN

POSTAL ADDRESS:
P.O. Box 86 07 67
81634 MÜNCHEN
GERMANY

TELEPHONE: (089) 47 40 75
CABLE: BENZOLPATENT MÜNCHEN
TELEX: 529 453 VOPAT D
TELEFAX: (089) 4 70 60 53

u.Z.: A 1931 DE/A

Prof. Dr. med. K.L. Lauterjung
81337 München, D

20. Aug. 1996

Gefäßprothese und zugehörige Applikationsvorrichtung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Gefäßprothese und eine zugehörige Applikationsvorrichtung, insbesondere zur Ausschaltung von Arterienaussackungen (Aneurysmen) und zur Überbrückung von erkrankten Gefäßabschnitten.

Erkrankte (arteriosklerotisch bedingt) Gefäßabschnitte werden heute zumeist durch ein sogenanntes "offenes" chirurgisches Verfahren behandelt. Es wird das erkrankte Gefäß durch eine Gefäßprothese (gewebtes, gestricktes oder extrudiertes Rohr) dadurch überbrückt, daß eine Verbindung dieses Rohrs vor und nach der erkrankten Gefäßregion mit den Gefäßenden durch Naht hergestellt wird. Dazu ist eine operative Freilegung des Gefäßes notwendig. Bei Erkrankungen größerer Gefäße wie der Bauch- oder Brustschlagader (Bauchaorta, thorakale Aorta) handelt es sich in der Mehrzahl der Fälle um Aussackungen (Aneurysmen), die von einer mit hoher Letalität gefolgten Zerreißen (Ruptur) bedroht sind (in Deutschland sind ca. 220 000 Patienten Aneurysmaträger, davon sind ca. 45 000 unmittelbar rupturgefährdet). Die Ausschaltung dieser

1 Aneurysmen durch Ersatz der Aussackung mit einem wie oben
angegebenen Rohr ist heute die Therapie der Wahl.

5 In Fig. 9a ist am Beispiel einer Bauchaorta 1 ein Aneurysma
10 gezeigt. Wie dargestellt, weist die Aorta ein Aneurysma
10 auf, das zwischen der rechten und linken Nierenarterie 3,
5 einerseits und der rechten und linken Iliacalarterien 7, 9
vorhanden ist. Weiterhin ist schematisch ein proximaler
10 Aneurysmahals 12 und ein distaler Aneurysmahals 14 darge-
stellt. Der proximale und distale Aneurysmahals sind je nach
dem Grad der Erkrankung sehr kurz oder unter Umständen gar
nicht vorhanden.

15 Diese operative Ausschaltung wird auch heute noch vorwiegend
"offen" durchgeführt, d.h. die Körperhöhle (Abdomen oder
Thorax) wird eröffnet, die Schlagader dargestellt, diese
proximal und distal der Aussackung abgeklemmt, die Aus-
sackung längs eröffnet, sodann proximal und distal ein über-
20 brückendes Rohr 16 eingenäht (Fig. 9b). Falls der Abgang der
Beckenarterien ebenfalls erkrankt ist (aneurysmatisch erwei-
tert) wird eine sogenannte Bifurkationsprothese 18 ein-
genäht, die die Aorta mit beiden Beckenarterien (Iliacalar-
terien) verbindet (Fig. 9c). Diese chirurgische Therapie hat
folgende Gefahren und auch wirtschaftliche Nachteile.

25 Der chirurgische Eingriff (Eröffnung der großen Körperhöh-
len) ist ein erheblicher Eingriff in den physiologischen
Normalzustand des Patienten durch die zugefügte große Wunde
mit Blutverlust, Unterkühlung, reaktiver Wasser- und Elek-
30 trolytverschiebungen zwischen Zelle und Gefäßsystem.

Zur Ausschaltung des betroffenen Gefäßabschnitts, d.h. zur
Interposition des künstlichen Gefäßersatzes ist eine mehr
oder weniger lange Unterbrechung des Blutflusses im zu re-
35 konstruierenden Gefäß notwendig. Durch den erhöhten Flußwi-
derstand erfolgt dann eine erhebliche mechanische Belastung
für das Herz, welches nun gegen diesen erhöhten Widerstand

1 pumpen muß. Dadurch ergibt sich ein erhöhter Sauerstoffver-
brauch des Herzens, welcher durch eine erhöhte Durchblutung
der Herzkranzgefäße kompensiert wird. Da Patienten mit einer
5 Grunderkrankung der Gefäßverkalkung (Arteriosklerose) lei-
den, sind auch ihre Herzkranzgefäße betroffen, so daß wäh-
rend oder nach der Operation der oben beschriebenen Art
Herzinfarkte möglich sind.

10 Die Erholung des Patienten nach einer wie oben angegebenen
offenen Operation erfolgt zum Teil direkt nach der Operation
auf einer Intensivstation, bis sich ein stabiler körperli-
cher Zustand eingestellt hat. Intensivmedizinische Überwa-
chung, künstliche Nachbeatmung und medikamentöse Therapie
15 zur Herstellung eines stabilen Zustands sind erfahrungsgemäß
teuer. Auch nach Überstehen dieses akuten Zustands bedarf es
einer längeren postoperativen stationären Betreuung. Nach
diesem stationären Aufenthalt ist eine sofortige Reintegra-
tion in das normale soziale Leben und in das Berufsleben
20 noch nicht möglich - Rehabilitierungsmaßnahmen längerer
Dauer können sich nach dieser großen Operation anschließen.

In der EP-A-0 461 791 wird ein System vorgeschlagen, um die
operative Freilegung zu vermeiden. Durch ein von der Läsion
des Gefäßes weiter entferntes, von außen durch Punktion er-
reichbares Gefäß (z.B. in der Leiste) wird durch dieses Ge-
fäß das zum Ersatz zu verwendende künstliche Rohr der oben
angegebenen Art eingebracht. Zum Einbringen dieses Gefäß-
ersatzes wird ein Schlauch (Katheter) benutzt, dessen Durch-
messer weit geringer ist als der Durchmesser des zu über-
30 brückenden Anteils des erkrankten Gefäßes. Eine radiale Kom-
pression des einzubringenden Gefäßersatzes im Katheter ist
daher notwendig. Der Katheter mit dem in ihm enthaltenen
Rohr wird in die zu überbrückende Region vorgeschoben, das
35 Rohr im Katheter mit einer Anordnung festgehalten und der
Katheter über dem Gefäßersatz zurückgezogen. Dadurch wird
der Gefäßersatz im Gefäß freigesetzt. Nach oder während des

1 Freisetzens der beiden Enden des Gefäßersatzes aus dem Ka-
theter werden diese Enden mit der Gefäßwand durch eine rohr-
förmige expandierbare Klemmeinrichtung (Stent) durch radi-
5 ären Druck, der mittels eines Ballons erzeugt wird, von in-
nen verklemmt. Während dieses Vorgangs ist der Blutfluß
vollständig blockiert. Bei Gefäßerkrankungen, bei denen am
unteren Ende keine Verklemmung des Gefäßersatzes möglich
ist, muß eine Verbindung des Rohrs am unteren Ende mit aus
10 dem Gefäß abzweigenden kleineren Gefäßen (bei der Bauch-
schlagader mit den 2 Beckengefäßen) hergestellt werden. Auch
in diesem Fall müssen sowohl Gefäßersatz "Rohr" als auch Ge-
fäßersatz "Bein" mit ihren Anschlüssen an die Gefäße sicher
(blutdicht) verbunden, d.h. von innen mit einem Stent ver-
klemmt werden.

15 Die EP-A-0 539 237 beschreibt eine weitere Möglichkeit zur
Befestigung eines Gefäßersatzes. Dabei besteht die Klemmein-
richtung aus einem kreisförmig im Inneren eines Schlauchs
angeordneten zickzackförmigen Draht. Dieser hat eine
20 Eigenelastizität, so daß das ganze System nach Ausbringung
aus dem Katheter sich radiär entfalten kann und die Klemm-
einrichtung durch diese radiäre Kraft den Schlauch gegen die
Gefäßwand blutdicht verklemmt.

25 Bei einem kurzen Hals, d.h. Abstand des Beginns des
Aneurysmas vom unteren Rand der Abgänge der Nierengefäße
können sowohl bei der Einbringung eines Rohrsatzes, als
auch bei Einbringung eines Ersatzes mit zwei Beinen (Bifur-
kationsprothese) folgende Probleme auftreten.

30 Die Länge des zu ersetzenden Gefäßabschnitts wird vor dem
Einbringen des Gefäßersatzes durch Röntgenaufnahme (Angio-
graphie, Computertomographie) versucht zu ermitteln. Erfah-
rungsgemäß sind die ermittelten geometrischen Größen mit
35 einem erheblichen Fehler behaftet. Besonders Längenmessungen
zeigen wegen Schlingelung der Gefäße eine hohe Variations-
breite bei der Messung durch verschiedene unabhängige Unter-

1 sucher. Entweder ist in der Klinik die Vorhaltung einer öko-
nomisch nicht vertretbaren Anzahl von verschiedenen langen Ge-
fäßen oder ein auf jeden Patienten individuell zugeschnit-
tenes System notwendig.

5 Systeme mit elastischen Klemmeinrichtungen öffnen sich durch
Federkraft sofort nach Ausstoß aus dem Katheter, mit dem sie
plaziert werden - die Folge ist eine weitgehende Blockierung
10 der Strombahn und unter Umständen Abschwemmung, d.h. Dislo-
kation der Prothese nach distal, wodurch eine genaue Plazie-
rung, die besonders bei einem kurzen Hals notwendig ist,
nicht erreicht werden kann. Ferner ist eine Korrektur der
Lage des proximalen Endes nach Verlassen des Gefäßersatzes
aus dem Katheter nicht mehr möglich.

15 Bei Anwendung eines Rohrsersatzes in der Brustschlagader
kommt es bei diesen Systemen erst recht zur Abschwemmung, da
dort der Blutfluß sehr hoch ist - bei Anwendung in der tho-
rakalen Aorta muß daher künstlich der Blutfluß (durch Senken
20 des Blutdrucks) reduziert werden, mit möglichen negativen
Auswirkungen auf die Herzfunktion.

Alle bisher bekannten Systeme haben insbesondere technische
Probleme, wenn der Hals des Aneurysma kurz ist.

25 Eine sichere Abdichtung am Hals des Aneurysmas kann nur er-
reicht werden, wenn die Länge bzw. Maschenhöhe H_M der ver-
wendeten Halteeinrichtung kleiner ist als die Halslänge L_P
bzw. L_D . (Fig. 10). Bei kurzen Halslängen und damit notwen-
30 dig werdender Verkürzung der Maschenhöhe ist eine Erhöhung
der Anzahl der Maschen notwendig, um einen ausreichenden
Durchmesser der Halteeinrichtung (der immer etwas größer
sein muß als der Durchmesser des Halses) zu erreichen.

35 Mit zunehmender Anzahl dieser Maschen reduziert sich aber
die radiäre Kraft aufgrund des Hooke'schen Gesetzes, da es
sich hier im Prinzip um in Serie angeordnete elastische Fe-

1 dern handelt. Dieses zwingt konstruktiv zu einer Verdickung
des Materials (Vergrößerung des Drahtdurchmessers). Dadurch
erhöht sich aber auch der Durchmesser des komprimierten
Systems im Katheter, wodurch dickere Katheter notwendig wer-
5 den, welche schwieriger durch das periphere Gefäß in die
Bauchaorta zu verbringen sind.

Ist der Aneurysmahals nur wenige mm lang, so können die zur
Zeit angewandten Systeme nicht mehr verwendet werden, da die
10 Gefahr besteht, daß die Nierenarterienabgänge vom System be-
deckt und somit verschlossen werden. Zur Zeit können nur
solche Aneurysmen mit der oben angegebenen Methode behandelt
werden, deren Hals eine Länge L_p bzw. L_D von mindestens 15 -
20 mm beträgt.

15 Je kürzer der Hals ist, umso genauer muß die Platzierung er-
folgen, welche nur von außen durch Röntgen kontrolliert wer-
den kann. Ist das System einmal aus dem Katheter verbracht,
ist keine Korrektur möglich.

20 Während des Ausbringens wird die Strombahn okkludiert, es
besteht daher besonders in der thorakalen Aorta mit ihrem
hohen Blutfluß die Gefahr des Abschwemmens nach distal.

25 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Gefäßprothese
und eine zugehörige Applikationsvorrichtung bereitzustellen,
bei der die Halteeinrichtung eine ausreichende radiäre Kraft
erzeugt und die Blutdichtigkeit zwischen Gefäßwand und der
textilen Prothese sicherstellt und ein Abgleiten der Pro-
30 these nach distal durch den Strömungswiderstand verhindert.

Gelöst wird das Problem durch eine Gefäßprothese mit den
Merkmale des Anspruchs 1 und eine Vorrichtung zum Einbrin-
gen des Systems aus dem Katheter in die Strombahn mit den
35 Merkmalen des Anspruchs 21.

1 Die erfindungsgemäße Gefäßprothese weist einen Schlauchab-
schnitt auf, der an einem oder an beiden Enden mit einem
elastisch verformbaren Ring verbunden ist. Mit Hilfe des
elastisch verformbaren Rings wird der Schlauchabschnitt an
5 die Innenwand eines Gefäßes gedrückt. Die radiäre Spannkraft
eines kreisförmigen Rings garantiert die Blutdichtigkeit
zwischen Gefäßwand und dem Schlauchabschnitt und verhindert
ein Abgleiten der Prothese nach distal durch den Strömungs-
widerstand. Der Ring bietet hohe Stabilität bei geringem Ma-
10 terialeinsatz. Die erfindungsgemäße Gefäßprothese ist insbe-
sondere geeignet für Aneurysmen mit sehr kurzem Aneurysma-
hals.

Die Größe des Klemmrings wird relativ zur Größe des Gefäßes
15 so gewählt, daß dieser an der Innenwand des Gefäßes voll-
ständig anliegt.

Vorzugsweise ist der Durchmesser des Klemmrings so groß, daß
sich dieser an die Innenwand des Gefäßes anschmiegt und min-
20 destens ein Bogen vorhanden ist, der sich im wesentlichen
parallel zu der Achse des Klemmrings erstreckt. Dies hat den
Vorteil, daß bei einer Durchmesserergrößerung des Halses
und bei der Pulsation des Gefäßes oder bei einer möglichen
späteren Gefäßerweiterung der Klemmring elastisch nachgeben
25 kann, d.h. seinen wirksamen Durchmesser vergrößern kann. Be-
sonders bevorzugt schmiegt sich der Klemmring in jeweils
zwei gegenläufigen Bögen an die Innenseite des Gefäßes an.
Bezogen auf die Fließrichtung des Blutes weist der Klemmring
zwei proximale Bögen und zwei distale Bögen auf. Diese Ge-
30 fäßprothese ist insbesondere vorteilhaft einsetzbar bei ei-
nem Aneurysma der Bauchaorta mit sehr kurzem proximalen
Aneurysmahals. Dabei wird die Gefäßprothese so eingesetzt,
daß die distalen Bögen im Bereich der linken bzw. rechten
Nierenarterie am Aneurysmahals anliegen und die proximalen
35 Bögen sich in den Bereich der Aorta erstrecken, wobei und
die Abgänge der Nierenarterien freibleiben.

1 Vorzugsweise weist der Klemmring mehrere Ringe oder Windun-
gen eines hochelastischen Drahtes auf. Abhängig von der ge-
wünschten Klemmkraft und der elastischen Verformbarkeit des
Materials weist der Klemmring mindestens 2 und höchstens 100
5 Windungen auf. Weiterhin bevorzugt ist ein Durchmesser der
Einzeldrähte im Bereich von 0,05 bis 0,2 mm. Der Klemmring
besteht aus einem elastischem Material wie Metall oder
Kunststoff, besonders bevorzugt einer Gedächtnislegierung
wie Nitinol. Nitinol hat gegenüber Stahl eine 10-fach höhere
10 Flexibilität. Der minimale Biegedurchmesser, bevor eine
plastische Verformung des Drahtes entsteht, ist etwa 10-fach
höher als der Durchmesser des Drahtes. Ein Klemmring mit ei-
nem Drahtdurchmesser von 0,1 mm kann auf einen Durchmesser
von ca. 1 mm komprimiert werden.

15
Andererseits ist die Klemmkraft größer wenn der Drahtdurch-
messer größer ist. Für bestimmte Anwendungsfälle, bei der
eine hohe Klemmkraft erforderlich ist, wäre ein Drahtdurch-
messer von ca. 1,5 mm notwendig. Ein solcher Klemmring ließe
20 sich auf einen Durchmesser von 15 mm komprimieren, ohne eine
bleibende plastische Verformung zu erreichen, welches eine
elastische Ausdehnung verhindern würde. Eine gleich hohe
Klemmkraft läßt sich dadurch erreichen, daß ein Klemmring
mehrere parallele Windungen eines dünnen hochelastischen
25 Drahtes aufweist, wobei ein solcher Klemmring entsprechend
stärker radiär komprimiert werden kann. Beispielsweise kann
eine solche Gefäßprothese mittels eines Katheters eingesetzt
werden, der nur einen geringen Durchmesser hat, d.h. einen
Innendurchmesser von beispielsweise 4 bis 6 mm.

30
Gemäß einer Weiterbildung der Erfindung weist der Klemmring
der Gefäßprothese einen oder mehrere Halteabschnitte auf,
die vorzugsweise im Bereich der proximalen Bögen angeordnet
sind. Der Halteabschnitt besteht beispielsweise aus einem
35 schmalen Streifen aus starrem Kunststoff oder Metallblech.
Diese Halteabschnitte dienen zum Ausbringen der Gefäßpro-

1 these aus dem Katheter mittels einer nachstehend näher be-
schriebenen Applikationsvorrichtung.

5 Vorzugsweise sind an den Halteabschnitten eine oder mehrere
nach außen gerichtete Häkchen angeordnet, bevorzugt an der
Spitze des proximalen Endes des Halteabschnitts. Diese Wi-
derhaken werden durch die Spannkraft des Klemmrings gegen die
Innenwand des Gefäßes gedrückt und bewirken eine erhöhte
10 Reibung bzw. eine Verankerung, wodurch ein Abschwemmen der
Gefäßprothese durch den Blutfluß nach distal sicher verhin-
dert werden kann.

15 Vorzugsweise sind an dem Halteabschnitt eine Halteeinrich-
tung in Form einer Längsbohrung oder einer Lasche vorgese-
hen, vorzugsweise am distalen Ende des Halteabschnitts. In
diesen ragen Haltedrähte der nachfolgend näher beschriebenen
Applikationsvorrichtung hinein.

20 In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist der
Klemmring mindestens eine Öse auf. Vorzugsweise sind vier
Ösen am Klemmring angeordnet, jeweils eine Öse an einem der
beiden proximalen Bögen und einem der beiden distalen Bögen.
Mit einer nachfolgend näher beschriebenen Applikationsvor-
richtung werden auf den Klemmring im Bereich der Ösen Kräfte
25 ausgeübt, daß der Klemmring elastisch verbogen wird. Vor-
zugsweise sind die Ösen aus einem röntgendichten Material
wie Platin, Platin-Iridium und Gold, wodurch diese gleich-
zeitig als Röntgenmarker bei der Applikation dienen.

30 Vorzugsweise besteht der Schlauchabschnitt aus einem
flexiblen Material und ist beispielsweise ein gewebter oder
gestrickter Textilschlauch aus Dakron, Teflon oder einem an-
deren körperverträglichen Material. Von Vorteil ist, wenn
der Schlauchabschnitt eine im wesentlichen unveränderliche
35 Umfangslänge aufweist, wobei diese an die Größe eines zu er-
setzenden Gefäßes angepaßt ist.

1 Vorzugsweise ist der Klemmring mit dem Rand des Schlauchab-
schnitts beispielsweise durch eine Naht oder Klebung verbun-
den. Von Vorteil ist, wenn der Klemmring an der Innenseite
des Schlauchabschnitts angeordnet ist und damit der
5 Schlauchabschnitt zwischen dem Klemmring und der Gefäßinnen-
wand zu liegen kommt.

Der Durchmesser des Klemmrings ist vorzugsweise größer als
der Durchmesser des Schlauchabschnitts. Dadurch ergibt sich
10 in vorteilhafterweise die vorstehend beschriebene Ausbildung
von zwei proximalen und zwei distalen Bögen beim Einsatz der
Gefäßprothese in ein Gefäß.

Die Gefäßprothese kann als sogenannte Bifurkationsprothese
15 mit einem proximalen Schlauchabschnitt und zwei damit ver-
bundenen distalen Schlauchabschnitten ausgebildet sein. Da-
bei ist mindestens am proximalen Ende des proximalen
Schlauchabschnitts ein Klemmring angeordnet. Vorzugsweise
sind an den Enden der distalen Schlauchabschnitte jeweils
20 ein weiterer Klemmring angeordnet.

Eine Applikationsvorrichtung zum Einsetzen einer Gefäßpro-
these mittels eines Katheters weist mindestens einen Halte-
draht auf, der lösbar mit der Gefäßprothese verbindbar ist
und mindestens eine Halteeinrichtung zum Festhalten des
25 Klemmrings in einer verbogenen Lage. Vorzugsweise sind der
oder die Haltedrähte mit dem Klemmring verbindbar und zwar
jeweils mit einer Halteeinrichtung an dem am Klemmring ange-
ordneten Halteabschnitt. Beispielsweise wird der Haltedraht
30 in eine als Halteeinrichtung ausgebildete Längsbohrung oder
Lasche hineingeschoben und darin durch Formschluß und/oder
Reibschluß festgehalten. Jeder Haltedraht ist vorzugsweise
von einem Schlauch umgeben, der eine ausreichende Steifig-
keit hat. Dies hat den Vorteil, daß nach dem Einsetzen der
35 Gefäßprothese der Haltedraht von dem Halteabschnitt am
Klemmring abgezogen werden kann und sich gleichzeitig der
Halteabschnitt am Schlauch abstützen kann.

1

Der Durchmesser des Haltedrahts ist an den Durchmesser der Längsbohrung bzw. der Größe der Lasche am Halteabschnitt angepaßt. Vorzugsweise beträgt der Durchmesser des Haltedrahts
5 zwischen 0,3 und 1 mm.

10

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Halteeinrichtung eine größenveränderliche Schleife, die um den radial komprimierten Ring gelegt ist. Dies hat den Vorteil, daß durch Verändern der Größe der Schleife der wirksame Durchmesser des Klemmrings in der verbogenen Lage kontrolliert vergrößert und verkleinert werden kann. Vorzugsweise besteht die Schleife aus einer Drahtschleife, die am freien Ende der Schleife mittels einer lösbaren Blockiereinrichtung
15 feststellbar ist. Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung weist die Blockiereinrichtung eine Öse auf, durch die das Ende der Drahtschleife einführbar ist und ein durch die Drahtschleife eingeschobener Blockierdraht verhindert das Zurückziehen der Schleife. In einem Beispiel sind beide
20 Drähte der Kompressionsschleife und der Blockierdraht von einer Bowdenzughülle umgeben, und am freien Ende der Bowdenzughülle ist die Öse angeordnet.

30

Gemäß einer alternativen Ausführungsform weist die Halteeinrichtung einen Führungsdrahtkatheter mit mindestens einem Zugdraht auf. An dem Führungsdrahtkatheter sind vorzugsweise zwei Halteschlaufen angeordnet, die jeweils mit einer Halteöse an einem proximal weisenden Bogen des Klemmrings verbindbar sind. An dem Zugdraht sind zwei Zugschlaufen angeordnet, die jeweils mit einer Halteöse an einem der distal weisenden Bögen des Klemmrings verbindbar sind. Vorzugsweise weist die Halteeinrichtung einen Blockierdraht auf, mit dem ein Zurückziehen der Halteschleife bzw. Zugschleife aus einer Halteöse verhindert wird.

35

Gemäß einer Weiterbildung der Erfindung weist die Applikationsvorrichtung zwei der vorstehend beschriebenen Halteein-

1 richtungen auf, mit der sowohl ein proximaler als auch ein
 distaler Klemmring einer endovaskulären Prothese bei der
 Applikation verformbar ist. Dabei werden vorzugsweise beide
 Halteeinrichtungen gleichzeitig eingesetzt und verformen im
 5 gleichen Maß den Klemmring an dem proximalen und an dem di-
 stalen Ende. Vorzugsweise werden mit jeweils einem Blockier-
 draht jeweils entsprechende Ösenschlaufenverbindungen der
 beiden Klemmringe gesichert. So werden für eine endovasku-
 läre Rohrprothese mit je einem Klemmring am proximalen und
 10 am distalen Ende vier Blockierdrähte benötigt.

Die erfindungsgemäße Applikationsvorrichtung hat den Vor-
 teil, daß nach dem Ausbringen der Gefäßprothese aus dem Ka-
 theter eine genaue Positionierung der Gefäßprothese und eine
 15 anschließende Korrektur der Position der Gefäßprothese mög-
 lich ist. Insbesondere ermöglicht die Halteeinrichtung ein
 radiales Komprimieren des Klemmrings, wodurch der Klemmsitz
 des Klemmrings an der Innenwand des Gefäßes kontrolliert
 werden kann und die Haltedrähte ermöglichen ein Verschieben
 20 und Drehen der Gefäßprothese in dem Gefäß.

Nachstehend wird die Erfindung anhand von Beispielen und der
 Zeichnung näher erläutert. Es zeigen.

Fig. 1a und 1b eine schematische Ansicht eines erfindungsge-
 mäßigen Klemmrings vor bzw. nach dem Einbringen
 in ein Rohr (Arterie),
 Fig. 2a eine schematische Darstellung einer erfin-
 dungsgemäßen Gefäßprothese vor dem Einbringen
 30 in ein Gefäß,
 Fig. 2b eine Vorderansicht der Gefäßprothese von Fig.
 2a nach Einbringen in die Bauchorta,
 Fig. 2c eine Seitenansicht der Anordnung von Fig. 2b,
 Fig. 3 eine schematische Ansicht einer Gefäßprothese
 35 mit einer erfindungsgemäßen Applikationsein-
 richtung,

- 1 Fig. 4 eine schematische vergrößerte Seitenansicht der Anordnung von Fig. 3,
 Fig. 5 eine Schnittansicht der Anordnung von Fig. 4,
 Fig. 6a eine schematische Ansicht einer Gefäßprothese mit einer Halteeinrichtung,
 5 Fig. 6b eine vergrößerte Ansicht der Halteeinrichtung,
 Fig. 7 eine schematische Ansicht eines Gefäßersatzes mit zwei Gefäßprothesen,
 10 Fig. 8 eine schematische Ansicht eines Gefäßersatzes bestehend aus einer rohrförmigen Gefäßprothese und einer Bifurkationsprothese,
 Fig. 9a, 9b und 9c eine schematische Ansicht eines Aneurysma im Bereich der Bauchaorta ohne und mit einer Rohrprothese bzw. Bifurkationsprothese,
 15 Fig. 10 eine schematische Ansicht einer herkömmlichen Gefäßprothese mit zickzackförmigem Stent,
 Fig. 11 eine schematische Ansicht einer Gefäßprothese mit einer weiteren Ausführungsform einer Halteeinrichtung und
 20 Fig. 12 eine vergrößerte Ansicht der Halteeinrichtung von Fig. 11.

25 In Fig. 1a ist schematisch ein kreisförmiger Klemmring 30 gezeigt, der aus einem hochelastischem Material besteht und einen Durchmesser D_K aufweist. Fig. 1a zeigt ferner ein Rohr bzw. eine Arterie 1 mit einem Durchmesser D_R , wobei D_R kleiner D_K ist. In Fig. 1b ist der Klemmring 30 im Rohr 1 angeordnet. Die in Fig. 1a einander gegenüberliegenden Punkte A, A weisen in Fig. 1b in axialer Richtung des Rohres nach oben und die in Fig. 1a einander gegenüberliegenden Punkte B, B, die gegenüber den Punkten A, A um 90° versetzt sind, weisen in Fig. 1b nach unten. Es werden zwei proximale Bögen A, A und zwei distale Bögen B, B gebildet und der Klemmring
 30 schmiegt sich vollkommen an den Umfang des Rohres an. Die in
 35 Fig. 1b angegebene Höhe H ist in erster Näherung eine quadratische Funktion der radialen Kompression. In Fig. 1b ist

1 ferner der Biegedurchmesser D_B gezeigt. Beim Einbringen ei-
ner Gefäßprothese wird der Klemmring 30 entsprechend dem In-
nendurchmesser eines Katheters noch stärker radial kompri-
miert. Der zulässige kleinste Biegedurchmesser D_B ist abhän-
5 gig von dem Material und der Dicke des Klemmrings bzw. der
Einzeldrähte, aus denen der Klemmring besteht.

In dem Beispiel besteht der Klemmring aus mehreren paral-
10 lelen Windungen eines dünnen, ca. 0,1 mm dicken hochelasti-
schen Drahtes (vorzugsweise Nitinol) (nicht dargestellt).
Wegen des Hooke'schen Gesetzes können diese Windungen als
parallel geschaltete Federn gesehen werden, deren Federkenn-
größe sich addiert, deren einzelne geringe radiäre Spann-
kraft sich zu einer großen Gesamtspannkraft addiert, die nur
15 noch von der Windungszahl abhängig ist. Gleichzeitig gilt
für jede einzelne Windung aus dem dünnen Material, daß diese
einzelne Windung bei der Kompression des Gesamtgebildes
einen Biegedurchmesser hat, der ungefähr dem minimalen
Biegedurchmesser D_B der einzelnen Windung entspricht,
20 d.h. bei 0,1 mm Draht ein Biegedurchmesser von ca. 1 mm.
Es läßt sich somit ein solcher Klemmring mit hoher Spann-
kraft aus den oben angegebenen Gründen zu einem kleinen kom-
primierten Gebilde formen, welches nach Ausbringen aus dem
Katheter auch wieder die alte Form erreicht und mit ausrei-
25 chender Spannkraft die Prothese gegen die Gefäßwand drückt.

Eine bevorzugte Ausführungsform einer Gefäßprothese ist in
Fig. 2a dargestellt. Diese weist einen Schlauchabschnitt 20
aus einem textilen Gewebe und einen an einem Ende angeordne-
30 ten Klemmring 30 auf. Der Schlauchabschnitt weist einen
Durchmesser D_p auf, der kleiner ist als der Durchmesser D_K
des Klemmrings. Aufgrund der Verbindung des Klemmrings mit
dem Ende des Schlauchabschnitts ergibt sich ein Durchmesser
 D_{KP} an der Verbindungsstelle zwischen Klemmring und
35 Schlauchabschnitt. Der Klemmring spannt das Ende des
Schlauchabschnitts weitestmöglich aus. Durch eine entspre-
chende Formgebung der Endkante des Schlauchabschnitts und

1 wegen Maschenverschiebungen im Gewebe kann sich der Klemm-
ring entsprechend ausweiten.

5 In Figuren 2b und 2c ist die Anordnung dieser Gefäßprothese
in der Aorta 1 gezeigt. Der Klemmring 30 liegt an der Aorta
derart an, daß die distalen Bögen im Bereich der linken und
rechten Nierenarterie 3, 5 an dem proximalen Aneurysmahals
12 anliegen. Die proximalen Bögen des Klemmrings 30 reichen
10 in den Bereich der Aorta 1 hinein, der gegenüber den Abgän-
gen der Nierenarterie 3, 5 im wesentlichen um 90° versetzt
ist. In der Seitenansicht von Fig. 2c ist deutlich erkenn-
bar, daß der Abgang der Nierenarterie 5 frei ist. Somit
liegt die Gefäßprothese blutdicht an der Innenwand der Aorta
1 an und der Schlauchabschnitt 20 ragt in Fließrichtung des
15 Blutes in den Bereich des Aneurysmas 10 hinein.

Ein Vorteil dieser geometrischen Ausgestaltung ist, daß da-
mit auch Aneurysmen behandelt werden können, deren Hals sehr
kurz ist, theoretisch könnte die Halslänge im Extremfall
20 gleich der Dicke des Klemmrings sein. Durch die doppelbogen-
förmige Ausgestaltung wird erreicht, daß die Prothese zum
Teil oberhalb der Nierenarterie fixiert werden kann, wobei
durch die bogenförmige Ausgestaltung beide Nierenarterien
freibleiben. Ein zusätzlicher Vorteil der Ausgestaltung des
Klemmrings ist, daß dieser sich auch unregelmäßig konfigu-
rierten Querschnitten des Aneurysmahalses (nicht kreisfö-
25 mig) durch die Flexibilität der Einzelwindungen anpaßt.

30 In Fig. 3 ist eine Gefäßprothese gezeigt, bei der am Klemm-
ring 30 zwei Halteabschnitte 40 in Form von schmalen Strei-
fen an den beiden proximalen Bögen angeordnet. Diese Halte-
abschnitte 40 sind in Figuren 4 und 5 jeweils vergrößert in
der Seitenansicht und im Schnitt dargestellt. In dem gezeig-
ten Beispiel erfolgt die Befestigung des Halteabschnitts 40
35 am Klemmring 30 mit Hilfe einer Lasche 42, die etwas ober-
halb der Mitte vorhanden ist. In dem Halteabschnitt ist eine
Längsbohrung 44 vorgesehen, die sich vom distalen Ende bis

1 etwa in Höhe der Befestigungslasche 42 erstreckt. Am proxi-
malen Ende sind insgesamt vier Widerhaken 46 angeordnet.
Diese Widerhaken sind in dem gezeigten Beispiel Drähte, die
in schräg verlaufenden Bohrungen im Halteabschnitt einge-
5 setzt sind.

Die Längsbohrung 44 in jedem Halteabschnitt 40 dient zur
Aufnahme eines Haltedrahts 52, der von einem steifen
Schlauch 54 umgeben ist.

10 Mit den Haltedrähten wird die Gefäßprothese aus dem Katheter
50 herausgeschoben. Die Haltedrähte verlaufen innerhalb der
Gefäßprothese und innerhalb des Katheters und treten außer-
halb des Patienten am Katheter aus.

15 Bei der Einbringung der Prothese mit dem Klemring, welcher
in dem Katheter montiert ist, wird zuerst der Katheter pla-
ziert, am Ende des Katheters, der sich außerhalb des Körpers
befindet, werden die Haltedrähte gefaßt und nun der Katheter
20 zurückgeschoben, so daß sich die Position der Anordnung aus
Klemmring und Prothese nach Ausbringung aus dem Katheter
nicht verändert. Nach Expansion des Klemmrings und Fixation
an der Arterienwand können die Haltedrähte durch Zug aus der
Bohrung oder der Lasche der Längsstreifen entfernt werden.
Für ein sicheres und reibungsfreies Entfernen der Halte-
25 drähte 52 dient der starre dünnwandige Schlauch 54 über den
Haltedrähten. Dieser dünnwandige Schlauch wird außerhalb des
Körpers gehalten und die Haltedrähte zurückgezogen, so daß
die ziehenden Kräfte beim Herausziehen der Haltedrähte durch
30 Reibung in der Längsbohrung von dem starren Schlauch aufge-
fangen werden, um eine Veränderung der Position zu verhin-
dern (Figuren 4 und 5).

35 Nach der Positionierung werden die Widerhaken am Halteab-
schnitt durch die Spannkraft des Klemmrings gegen die Arte-
rienwand gedrückt und erhöhen somit die Reibung, um ein Ab-

1 schwemmen der Anordnung durch den Blutfluß nach distal zu
verhindern.

Ein geeignetes Material für die Halteabschnitte ist starrer
5 Kunststoff oder auch Nitinolblech.

Andere Befestigungsmöglichkeiten der Haltedrähte an dem Hal-
teabschnitt beispielsweise in Form einer Lasche sind mög-
lich.

10

In Figuren 6a und 6b ist ein weiterer Teil der Applikations-
vorrichtung gezeigt, mit der der Klemmring 30 beim Einbrin-
gen in das Gefäß radial komprimierbar ist. Die Halteeinrich-
tung 60 weist in dem gezeigten Beispiel eine Drahtschleife
15 62 auf, die um den Klemmring herumgelegt ist. Im Bereich der
Mitte des so verbogenen Klemmrings sind vier Halteösen 32
vorgesehen, durch die die Drahtschleife hindurchgezogen ist.
Dies hat den Vorteil, daß ein Abrutschen der beiden Drähte
der Kompressionsschleife 62 von Klemmring 30 vermieden wird.
20 Die beiden Drähte der Kompressionsschleife werden von einer
Bowdenzughülle 70 umgeben, an dessen Ende eine Öse 66 vorge-
sehen ist. Durch diese Öse 66 wird zu Beginn das Schlaufen-
ende 64 hindurchgeschoben und mit einem Blockierdraht 68,
der ebenfalls durch die Bowdenzughülle geführt wird, gegen
25 ein Herausziehen gesichert.

30

35

Figuren 11 und 12 zeigen eine alternative Ausführungsform
einer Halteeinrichtung, mit der ein Klemmring beim Einbrin-
gen in das Gefäß radial komprimierbar ist. Die Halteein-
richtung 81 ist in dem gezeigten Beispiel an einem Führungs-
drahtkatheter 82 ausgebildet, in dem ein Führungsdraht
(nicht gezeigt) und Zugschlaufendrähte 84 verschiebbar ange-
ordnet sind. An der Außenseite des Führungsdrahtkatheters 82
sind zwei Halteschlaufen 83 angeordnet. Die freien Enden der
Halteschlaufen 83 sind jeweils mit einer am Klemmring 90 an-
geordneten ersten Halteöse 93 verbindbar, wobei die beiden
Halteösen 93 einander diametral gegenüberliegen. Mit den

1 Zugschlaufendrähten 84 sind zwei Zugschlaufen 85 verbunden,
dessen freie Enden jeweils mit einer zweiten Halteöse 95 am
Klemmring 90 verbindbar ist, wobei diese beiden zweiten Halte-
5 teösen 95 einander diametral gegenüberliegen und gegenüber
den ersten Halteösen 93 um etwa 90° im Winkel beanstandet
sind. Die beiden Zugschlaufen 85 werden durch seitliche Öff-
nungen 86/87 im Führungsdrahtkatheter geführt. Die Halteein-
richtung weist ferner vier Blockierdrähte 88, 89 auf, von
denen jeweils zwei Blockierdrähte 88 die Halteschlaufen 83
10 an den Halteösen 93 im Bereich der proximalen Bögen des
Klemmrings sichern und zwei Blockierdrähte 89 die Zugschlau-
fen 85 an den Halteösen 95 des Klemmrings sichern. Alternati-
v könnten auch beide Zugschlaufen 85 mit einem Zugschlau-
fendraht 84 betätigt werden, wobei vorzugsweise nur ein zu-
gehöriger Blockierdraht 88 erforderlich wäre.
15

In Fig. 11 ist sowohl am proximalen Ende als auch am dista-
len Ende der Prothese jeweils ein Klemmring 90/90' vorhan-
den, wobei die Halteeinrichtung 81' für den distalen Klemm-
20 ring in der gleichen Weise aufgebaut ist wie die vorstehend
beschriebene Halteeinrichtung 81 für den proximalen Klemm-
ring. Der Abstand zwischen den Anbringungspunkten für die
proximalen Halteschlaufen 83 zu den distalen Halteschlaufen
83' ist dabei vorzugsweise einstellbar und kann dadurch an
die Länge der einzusetzenden Prothese angepaßt werden. Die
proximalen Zugschlaufen 85 und die distalen Zugschlaufen 85'
sind mit jeweils einem Zugschlaufendraht 84 betätigbar. Die
vier Blockierdrähte 88, 89 sind zur Sicherung der Hal-
teschlaufen bzw. Zugschlaufen an den vier Halteösen sowohl
30 des proximalen als auch des distalen Klemmrings vorgesehen.
Alternativ können auch zwei oder nur ein Zugschlaufendraht
84 vorhanden sein, die ein Zugschlaufenpaar 85 oder 85' bzw.
alle Zugschlaufen 85, 85' gemeinsam betätigen.

35 Die vorstehend beschriebene Halteeinrichtung arbeitet wie
folgt. Durch sowohl nach axial als auch nach zentripetal ge-
richtete Zugkräfte, die an den entgegengerichteten Bögen je-

1 weils entgegengesetzt angreifen, verkleinert sich der Durch-
messer des Klemmrings (Stent) und dabei vergrößert sich des-
sen Höhe H. Bei Verringerung der Größe der Zugkräfte bewirkt
5 die Eigenelastizität des Klemmrings eine Rückstellkraft, die
zur elastischen Rückformung in den Ausgangszustand führt
(siehe auch Fig. 1a, 1b).

10 Zum Einbringen der endovaskulären Prothese werden der proxi-
male als auch der distale Klemmring gleichzeitig und im
gleichen Ausmaß verformt. Hierzu sind die nach proximal wei-
senden Bögen der Klemmringe an den Führungsdrahtkatheter
mittels Schlaufen fixiert. Diese Schlaufen führen durch je-
weils eine Öse, welche auf dem Klemmring befestigt ist. Je-
weils ein dünner Blockierdraht verhindert ein Herausziehen
15 der Schlaufen aus den Ösen. Die Blockierdrähte verlaufen
durch den Applikationskatheter und sind außerhalb des Pati-
enten zugänglich fixiert.

20 Die an den nach distal weisenden Bögen des Klemmrings befe-
stigten Schlaufen sind in der gleichen Weise an den Halte-
ösen des Klemmrings mit einem Blockierdraht fixiert. Diese
Schlaufen verlaufen durch jeweils distal gelegene seitliche
Öffnungen im zentralen Führungsdrahtkatheter und sind eben-
falls vom Anwender außerhalb des Patienten zugänglich.

25 Durch Zug und Entlastung dieser Schlaufen können die Durch-
messer beider Klemmringe an den Enden der Endoprothese
gleichzeitig und in gleichem Ausmaß vergrößert und ver-
kleinert werden. Mittels des Führungsdrahtkatheters, an dem
30 die Endoprothese im Blutstrom aufgehängt ist, kann nach Ver-
kleinerung der Durchmesser der Klemmringe unter dem Durch-
messer der Aorta die endovaskuläre Prothese sowohl in Längs-
richtung als auch um die Längsachse in der Aorta positio-
niert werden, ohne daß der Blutstrom unterbrochen wird. Ist
35 die angestrebte Position der Endoprothese in der Aorta er-
reicht, wird der Zug an den Schlaufen außerhalb des Körpers
des Patienten entlastet. Die Klemmringe (Stents) der Pro-

1 these dehnen sich sodann aus. Die Prothese schmiegt sich so-
dann an die Aortenwand an. Der zentrale Führungsdrahtkatheter mit den an ihm befestigten Schlaufen und den durch ihn hindurchführenden Schlaufen kann dann nachdem die Blockierungsdrähte zuvor durch Zug entfernt worden waren, entfernt werden.

5
10 Um eine exakte Positionierung zu gewährleisten und zu verhindern, daß bei der Ausbringung der Anordnung der Blutfluß unterbrochen wird (der Teil der Prothese mit dem Klemmring wäre schon geöffnet, die abhängige Prothese aber noch komprimiert im Katheter) ist es vorteilhaft, die gesamte Anordnung nach kompletter Ausbringung aus dem Katheter weiter im Teil des Klemmings komprimiert zu halten und erst nach genauer Lagekontrolle den Klemmring kontrolliert zu öffnen. 15
Ferner ist es vorteilhaft, wenn eine nicht suffiziente Position erreicht wurde, diese wieder rückgängig machen zu können, d.h. den Klemmring erneut zu komprimieren, eine bessere Lage durch Rotation und durch Längsverschiebung zu finden und danach erneut den Klemmring zu öffnen. Dieses wird folgendermaßen erreicht: 20

25 Der Klemmring wird im komprimierten Zustand von der hochflexiblen Drahtschleife (Nitinol) komprimiert gehalten. Die Drahtschleife findet ihre Fortsetzung in der Bowdenzughülle (Durchmesser ca. 1 mm). Die beiden zur Schleife gehörenden Drähte durchlaufen die gesamte Bowdenzuglänge, die gesamte Bowdenzuglänge durchläuft den gesamten Einführungskatheter bis nach außen. Die Schleife umfängt den gesamten Umfang des Klemmrings, die Spitze der Schleife ragt in die Öse an der Spitze der Bowdenzughülle in Richtung des Lumens der Bowdenzughülle. Der Blockierdraht, der sich ebenfalls in der Bowdenzughülle befindet und ebenfalls außerhalb des Patienten zugänglich ist (innerhalb des Katheters) verläuft durch die Spitze der Schleife und blockiert zunächst die Schleifenspitze in der Öse. Durch Zug mit Entlastung an den zwei hochflexiblen dünnen Schleifendrähten kann der Klemmring 30
35

1 komprimiert und entlastet werden. Ist die definitive Posi-
tion des Klemmrings gefunden, so wird der Blockierdraht,
welcher durch die Schleifenspitze verläuft, von außen ent-
fernt, danach können durch Zug von außen die Schleifendrähte
5 in die Bowdenzughülle zurückgezogen werden, danach die Bow-
denzughülle durch Zurückziehen entfernt werden. Durch die
während dieser Prozedur gehaltenen Haltedrähte wird ein Ab-
rutschen der Klemmring-Prothesenkonstruktion verhindert. Die
Haltedrähte können ferner als Leitschiene für das Einfüh-
10 rungsbesteck (Katheter) für ein 2. Rohr (Teleskop) dienen,
um die Stent-Prothesenkonstruktion nach distal zu verlängern.
Es verklemmt sich dann die zweite Gefäßprothese 20', 30' in
der ersten. Am Ende werden die Haltedrähte in der oben ange-
gebenen Art entfernt (Fig. 7).

15 Im einzelnen wird zunächst eine erste Gefäßprothese 20, 30
im Bereich des proximalen Aneurysmahalses angeordnet. An-
schließend wird eine zweite Gefäßprothese 20', 30' in das
freie Ende der ersten Gefäßprothese hineingeführt, wobei
20 sich der Klemmring 30' der zweiten Gefäßprothese an der In-
nenwandung des ersten Schlauchabschnitts 20 anschmiegt. Das
freie Ende des Schlauchabschnitts 20' weist einen weiteren
Klemmring 35' auf, mit dem die zweite Gefäßprothese am di-
stalen Aneurysmenhals festgeklemmt wird.

25 Das oben angegebene Vorgehen entspricht dem Vorgehen bei der
endovaskulären Einbringung einer Bifurkationsprothese. Zu-
erst wird wie in Fig. 8 gezeigt eine proximale Gefäßprothese
20, 30 eingebracht, dieses sodann mit einer zweigeteilten
30 Gefäßprothese 20', 30' so verlängert, daß die beiden dista-
len Öffnungen in die Nähe der Abgänge der Iliacalarterien zu
liegen kommen, danach werden in beide "Hosenbeine" von der
gleichen und der kontralateralen Seite kurze Gefäßprothesen
20", 30" und 20"', 30"' eingebracht, die einen geringeren
35 Durchmesser haben, deren Konstruktion identisch ist zu der
oben angegebenen Konstruktion.

1 An den jeweils anderen Enden der kurzen Gefäßprothese ist ein Klemmring 35" bzw. 35"' angeordnet. Diese werden im Bereich der Abgänge der Iliacalarterien eingesetzt.

5 In dem gezeigten Beispiel sind an dem distalen Ende der beiden Beine der zweiten Gefäßprothese Ringe 37', 38' zum Aufspannen angeordnet. Diese Ringe bestehen vorzugsweise wieder aus mehreren Windungen z.B. von sehr dünnen Nitinoldraht. Bevorzugt sind die Enden schräg angeschnitten wodurch ein Abknicken der Beine verhindert wird. Außerdem sind beide
10 Beine durch eine Naht 39' oder Klebung des Rohrs 30 in Längsrichtung hergestellt.

15 Sowohl bei einem Ersatz durch Rohr, als auch bei einem Ersatz durch eine Bifurkation ist das System ein modulares Ersatzsystem, d.h. der betroffene Gefäßabschnitt wird nicht durch ein geometrisch starr vorgefertigtes System ersetzt, sondern durch "Module", d.h. einzelne Prothese, die in dem zu ersetzenden oder zu überbrückenden Gefäß zusammengesetzt
20 (angeflanscht) werden, ohne daß während dieses Vorgangs der Blutfluß unterbrochen wird. Ferner ist eine Lagekorrektur der Gefäßersätze noch nach Ausbringen aus dem Katheter möglich.

25

30

35

P a t e n t a n s p r ü c h e

1

5

10

15

20

25

30

35

1. Gefäßprothese mit mindestens einem Schlauchabschnitt (20) und mindestens einer an einem Ende des Schlauchabschnitts angeordneten Klemmeinrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß die Klemmeinrichtung einen elastisch verformbaren Klemmring (30) aufweist, der nicht verformt im wesentlichen kreisförmig ist.
2. Gefäßprothese nach Anspruch 1, wobei der Klemmring (30) derart verformbar ist, daß er mindestens einen Bogen aufweist, der sich im wesentlichen parallel zu einer Achse des Rings erstreckt.
3. Gefäßprothese nach Anspruch 2, wobei der Klemmring (30) derart verformbar ist, daß er zwei proximale Bögen aufweist, die sich in eine erste Richtung erstrecken und zwei distale Bögen aufweist, die sich in der der ersten Richtung entgegengesetzten Richtung erstrecken.
4. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der Klemmring (30) mindestens zwei Windungen eines hochelastischen Drahtes aufweist.
5. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei der Klemmring (30) höchstens 100 Windungen eines hochelastischen Drahtes aufweist.
6. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei der Draht einen Durchmesser im Bereich von 0,05 bis 0,2 mm aufweist, besonders bevorzugt von etwa 0,1 mm aufweist.
7. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei der Klemmring (30) aus einem elastischen Material wie Metall oder Kunststoff besonders bevorzugt einer Gedächtnislegierung wie Nitinol besteht.

1

8. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei der Klemmring (30) mindestens einen Halteabschnitt (40) aufweist, der vorzugsweise an einem der proximalen Bögen angeordnet ist.

5

9. Gefäßprothese nach Anspruch 8, wobei der Halteabschnitt (40) einen schmalen Streifen, vorzugsweise aus starrem Kunststoff oder Metallblech aufweist.

10

10. Gefäßprothese nach Anspruch 8 oder 9, wobei der Halteabschnitt (40) mindestens ein nach außen gerichtetes Häkchen (46) aus vorzugsweise Draht aufweist, das bevorzugt an der Spitze des proximalen Endes des Halteabschnitts angeordnet ist.

15

11. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 8 bis 10, wobei an dem Halteabschnitt (40) vorzugsweise eine Längsbohrung (44) oder Lasche vorgesehen ist, die vorzugsweise am distalen Ende des Halteabschnitts angeordnet ist.

20

12. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei der Schlauchabschnitt (20) aus einem flexiblen Material besteht, vorzugsweise ein gewebter oder gestrickter Textilschlauch aus DACRON, Teflon oder einem anderen körperverträglichem Material ist.

25

13. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei der Schlauchabschnitt (20) eine im wesentlichen unveränderliche Umfangslänge aufweist, die vorzugsweise an die Größe eines zu ersetzenden Gefäßes angepaßt ist.

30

14. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei der Rand des Endes des Schlauchabschnitts (20) dem Klemmring (30) folgt.

35

- 1 15. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 14, wobei der Klemmring (30) an der Innenseite des Schlauchabschnitts (20) angeordnet ist.
- 5 16. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 15, wobei der Klemmring (30) mit dem Rand des Schlauchabschnitts (20), vorzugsweise durch eine Naht oder Klebung verbunden ist.
- 10 17. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 16, wobei der Durchmesser des Klemmrings (30) größer ist als der Durchmesser des Schlauchabschnitts (20).
- 15 18. Gefäßprothese nach einem der Abschnitte 1 bis 17, mit einem proximalen Schlauchabschnitt (20) und zwei damit verbundenen distalen Schlauchabschnitten, wobei der Durchmesser der distalen Schlauchabschnitte geringer ist als der Durchmesser des proximalen Schlauchabschnitts.
- 20 19. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 18, wobei der Klemmring (30, 90) mindestens eine Halteöse (32, 93, 95) aufweist.
- 25 20. Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 19, wobei mindestens ein Teil des Klemmrings (30, 90) und/oder die Halteösen aus einem röntgengedichten Material bestehen, vorzugsweise Platin, Platin-Iridium oder Gold.
- 30 21. Applikationsvorrichtung, insbesondere für eine Gefäßprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 20, mit mindestens einem Haltedraht (52), der lösbar mit der Gefäßprothese vorzugsweise am Klemmring (30) verbindbar ist und mindestens einer Halteeinrichtung (60) zum Festhalten des Klemmrings (30) in einer verbogenen Lage.

35

- 1 22. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 21, wobei der Hal-
tedraht (52) von einem Schlauch (54) umgeben ist, der
vorzugsweise steif ist.
- 5 23. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 21 oder 22, wobei
der Durchmesser des Haltedrahts (52) etwa 0,3 bis 1 mm
beträgt.
- 10 24. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 21 bis
23, wobei die Halteeinrichtung (60) eine größenveränder-
liche Schleife (62) zum kontrollierten Halten des Klemm-
rings (30) in der verbogenen Lage aufweist.
- 15 25. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 24, wobei die
Schleife (62) aus einer Drahtschleife gebildet wird, die
am freien Ende der Schleife (64) mittels einer lösbaren
Blockiereinrichtung (66, 68) feststellbar ist.
- 20 26. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 25, wobei die
Blockiereinrichtung eine Öse (66) aufweist, durch die
das Ende der Drahtschleife (64) einführbar ist und ein
verschiebbarer Blockierdraht (68) das Zurückziehen der
Schleife verhindert.
- 25 27. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 26, wobei die bei-
den Drähte der Schleife (62) und der Blockierdraht (68)
von einer Bowdenzughülle (70) umgeben sind, an dessen
freiem Ende die Öse (66) angeordnet ist.
- 30 28. Applikationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 21 bis
23, wobei die Halteeinrichtung (81) einen Führungsdraht-
katheter (82) mit mindestens einem darin geführten Zug-
schlaufendraht (84) aufweist, mindestens eine Hal-
teschleife (83) am Führungsdrahtkatheter angeordnet ist
35 und mindestens eine Zugschleife (85) mit dem Zugschlau-
fendraht (84) verbunden ist, wobei die freien Enden der

- 1 Halteschleife und der Zugschleife mit Halteösen (93, 95)
an einem Klemmring (90) verbindbar sind.
- 5 29. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 28, wobei die Zug-
schleife (85) durch eine Öffnung (86, 87) im Führungs-
drahtkatheter hindurchführbar ist.
- 10 30. Applikationsvorrichtung nach Anspruch 28 oder 29, wobei
die Halteeinrichtung mindestens einen Blockierdraht (88,
89) aufweist, mit dem das freie Ende einer Halteschleife
(83) und/oder das freie Ende einer Zugschleife (85) an
einer zugehörigen Öse (93, 95) gesichert wird.
- 15
- 20
- 25
- 30
- 35

1

Zusammenfassung

5

Gefäßprothese und zugehörige Applikationsvorrichtung

Die Gefäßprothese weist mindestens einen Schlauchabschnitt (20) und mindestens eine an einem Ende des Schlauchabschnitts angeordnete Klemmeinrichtung auf. Die Klemmeinrichtung umfaßt einen elastisch verformbaren Klemmring (30), der nicht verformt im wesentlichen kreisförmig ist. Eine zugehörige Applikationsvorrichtung weist mindestens einen Halte-
draht (52), der lösbar mit der Gefäßprothese vorzugsweise am Klemmring (30) verbindbar ist und mindestens eine Halteeinrichtung (60) zum Festhalten des Klemmrings (30) in einer verbogenen Lage auf.

20

30

35

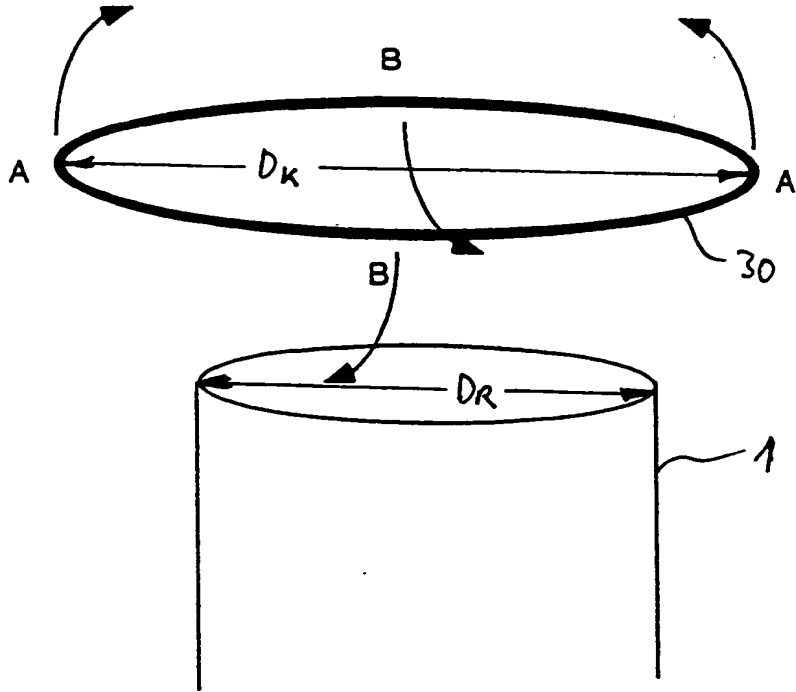


Fig 1a

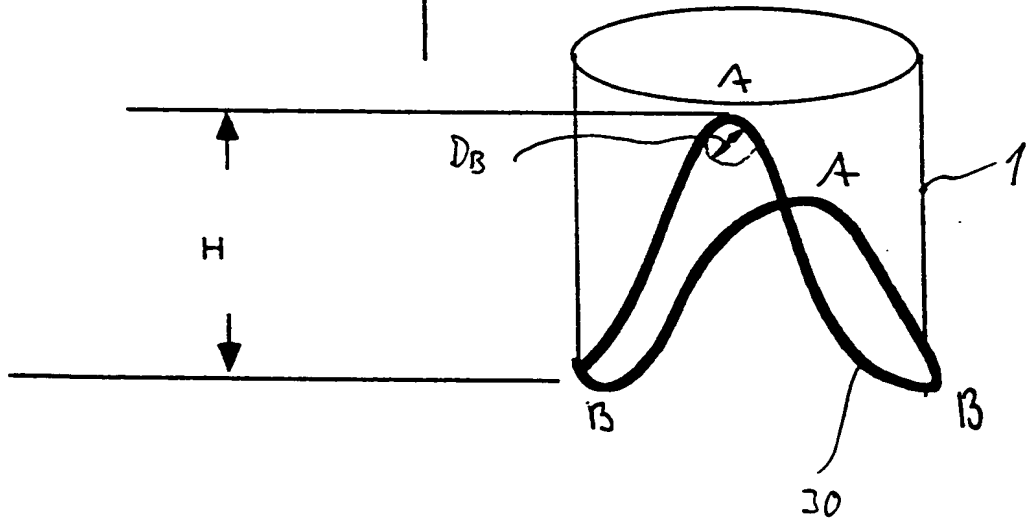


Fig 1b

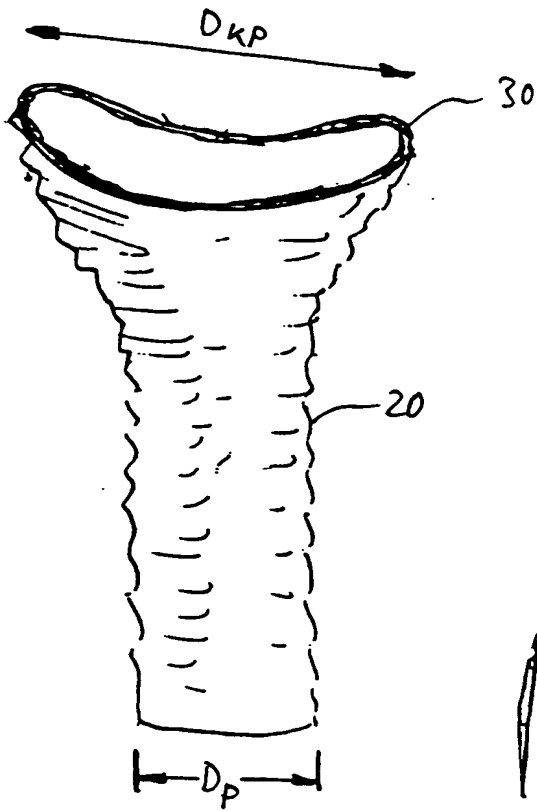


Fig 2a

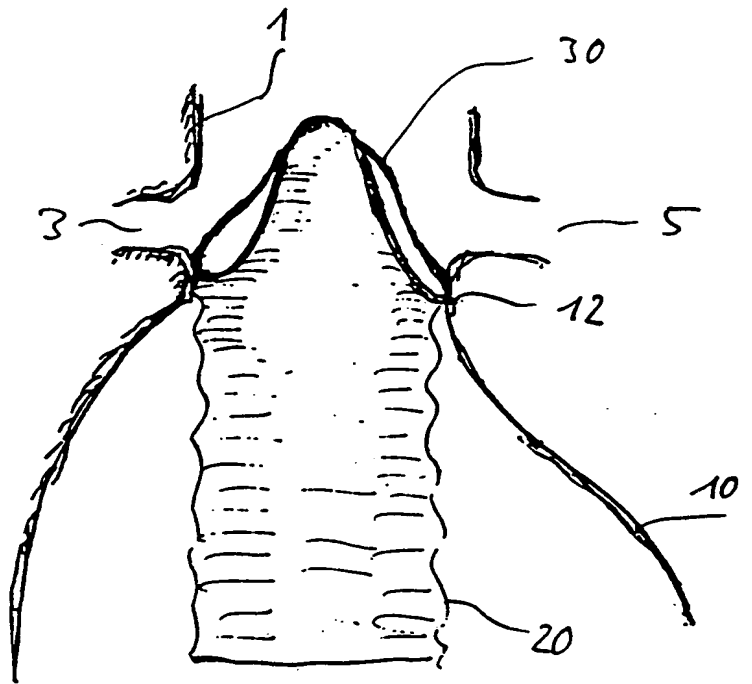


Fig 2b

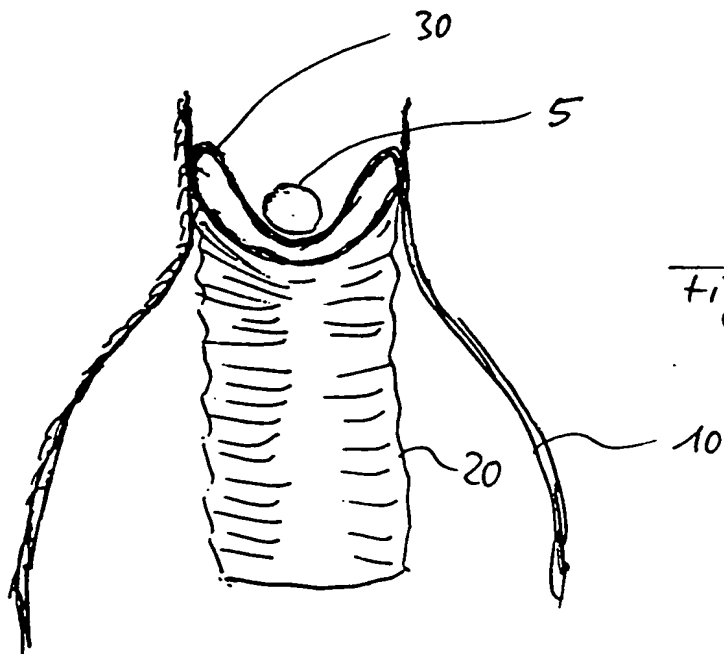


Fig 2c

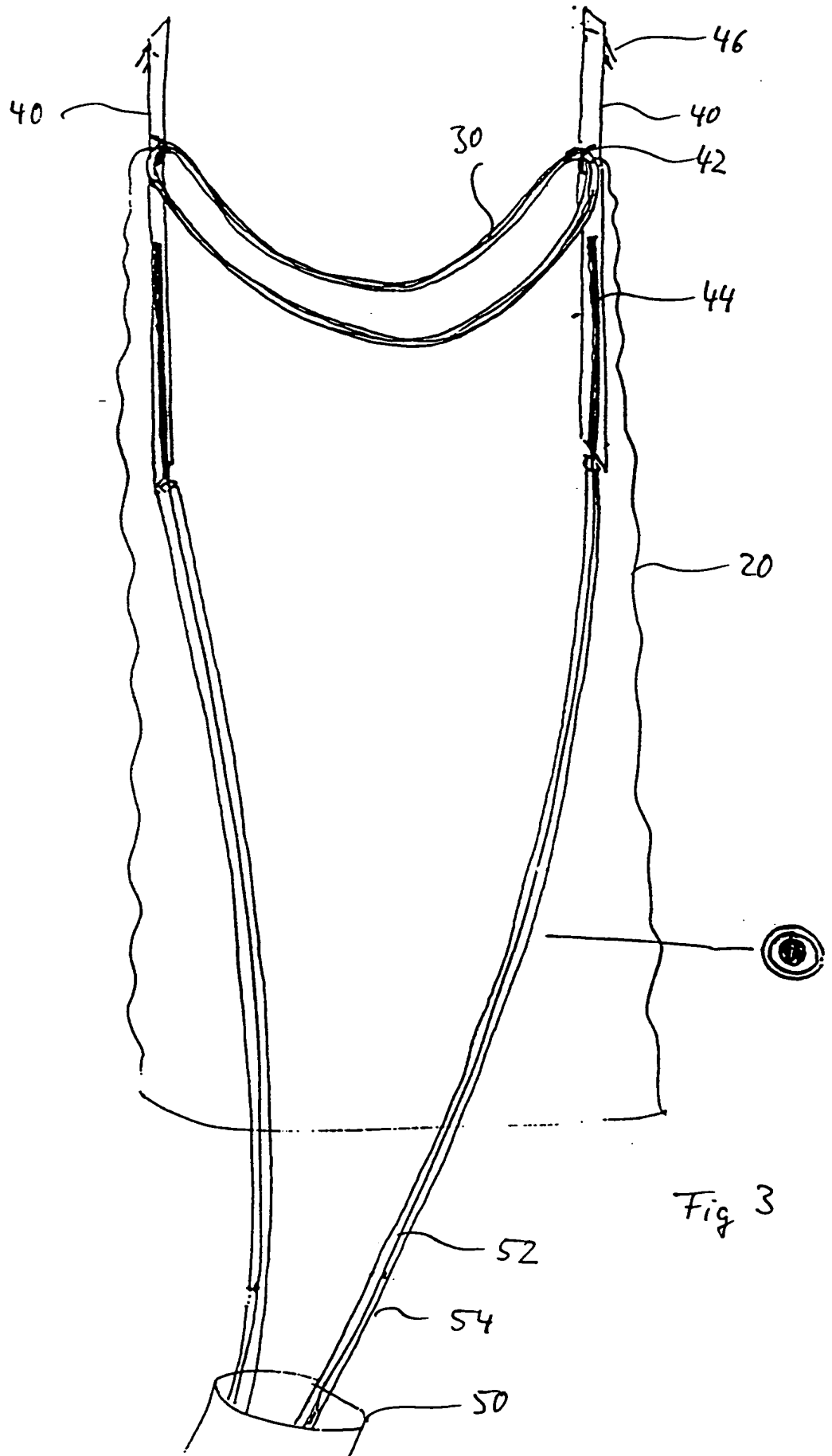


Fig 3

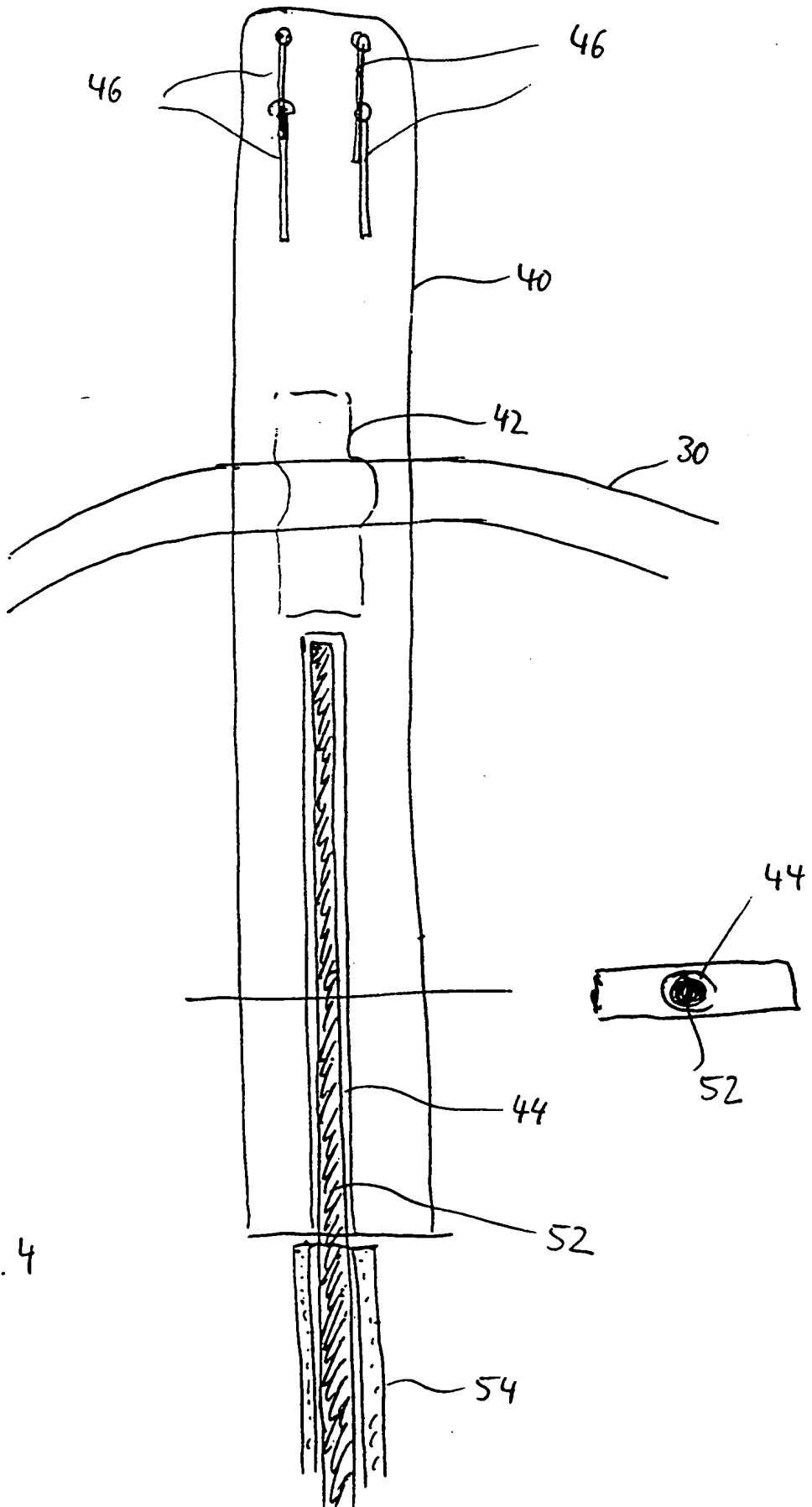


Fig. 4

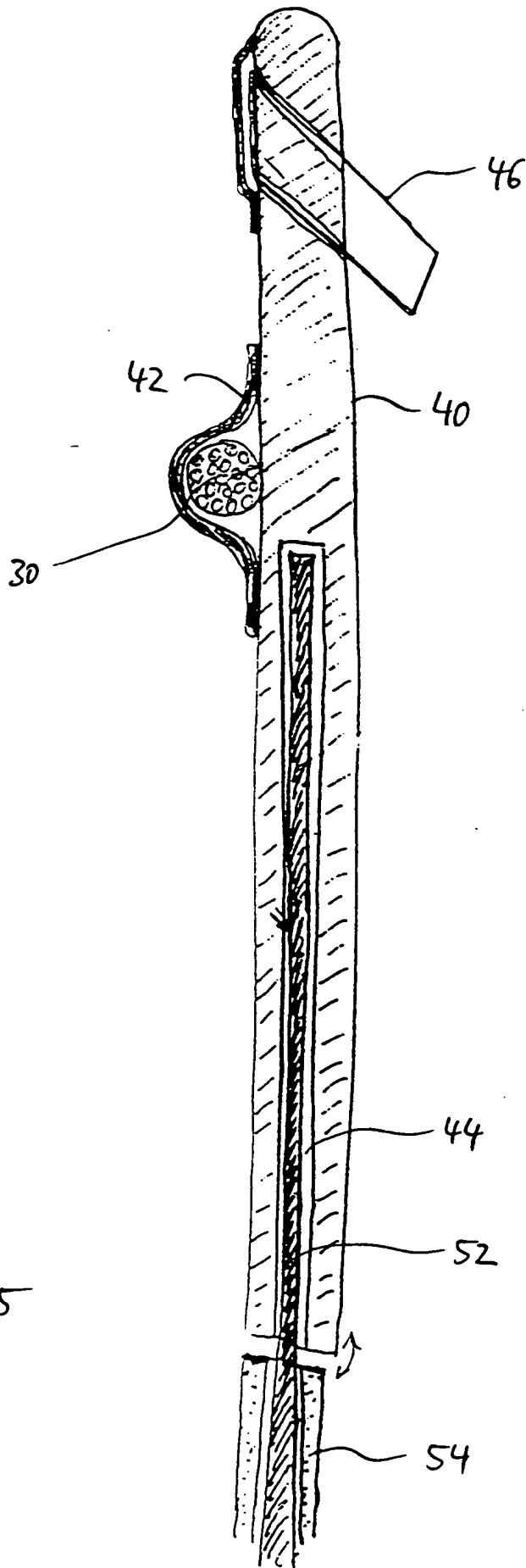
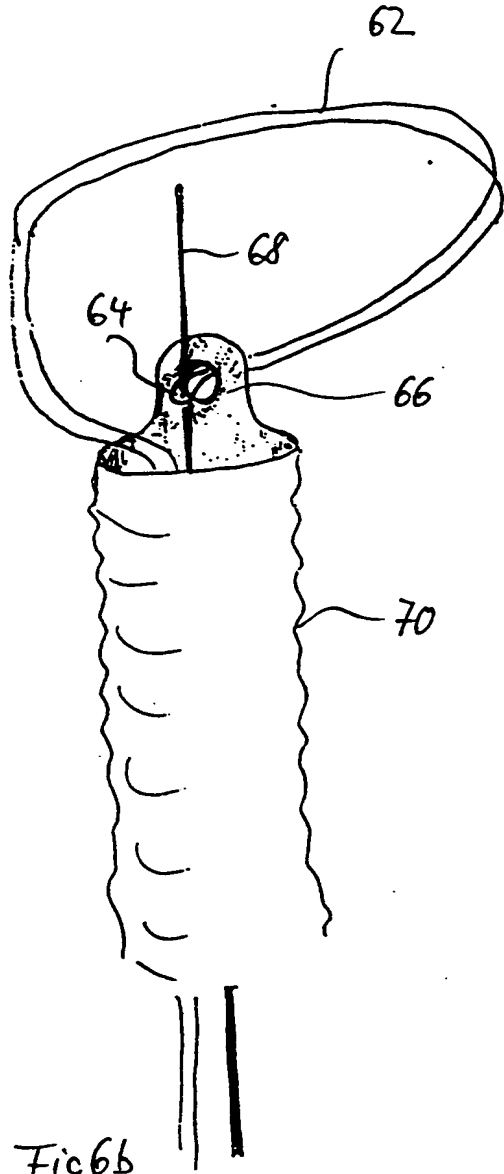
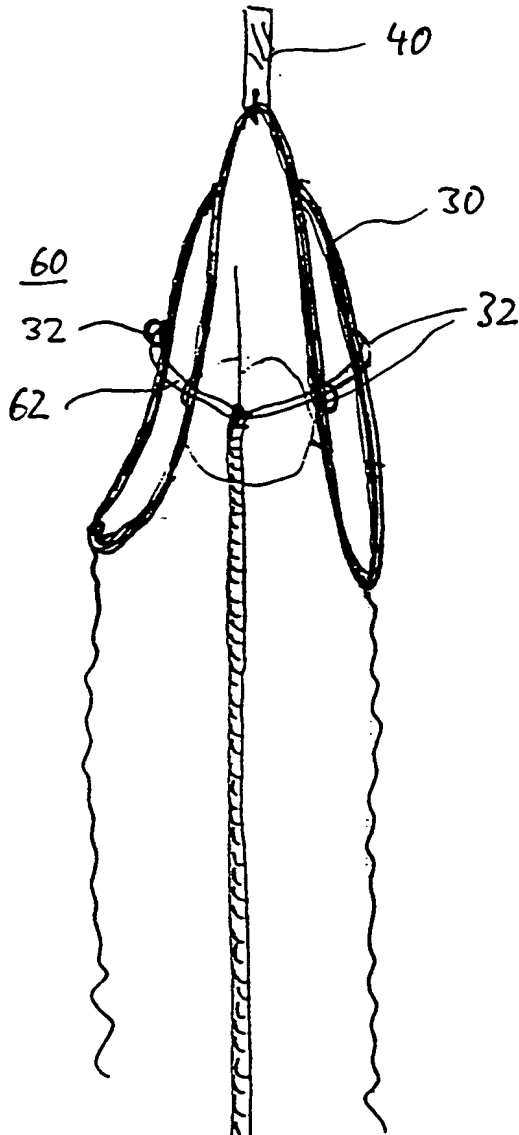


Fig. 5



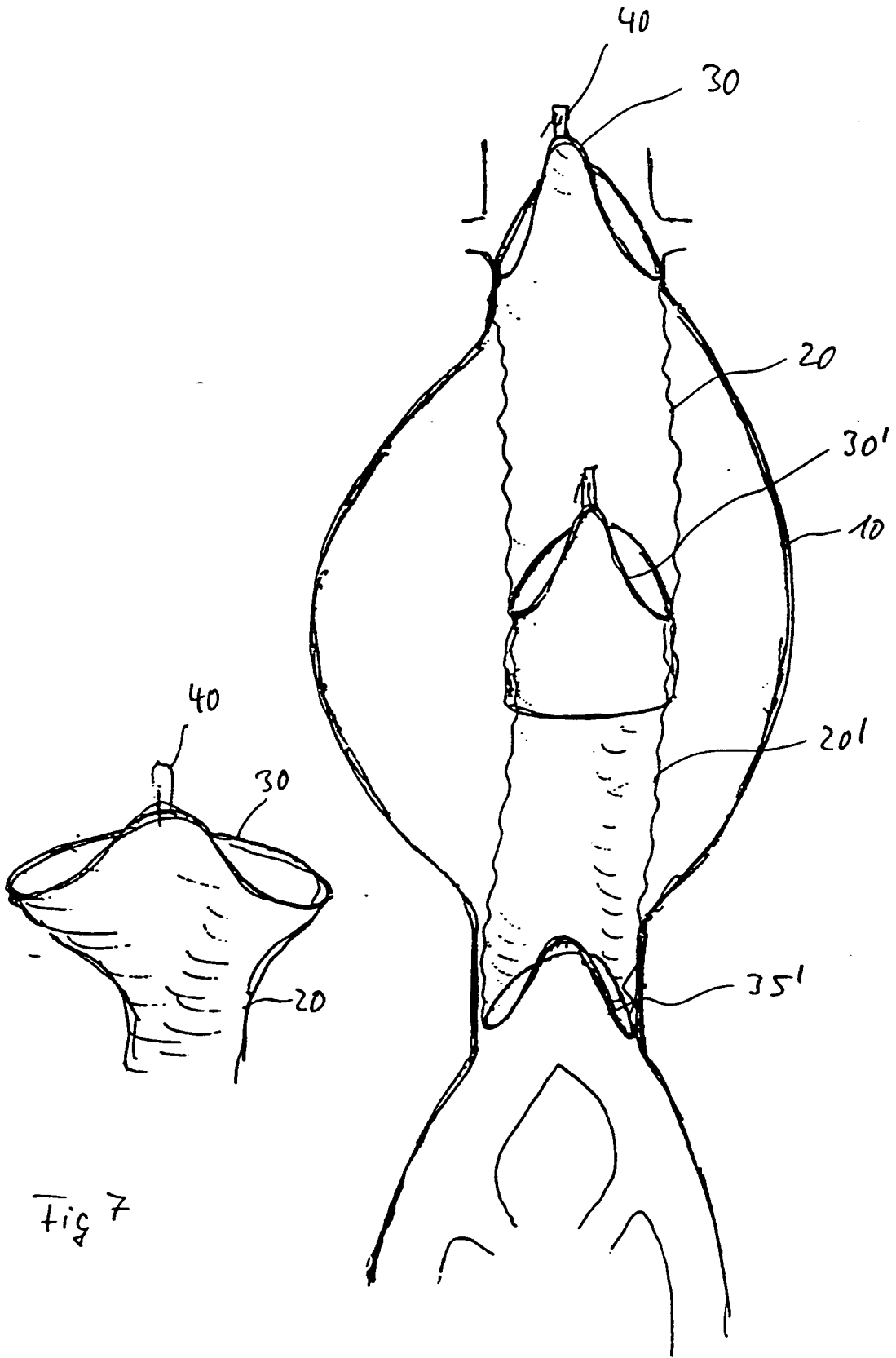


Fig 7

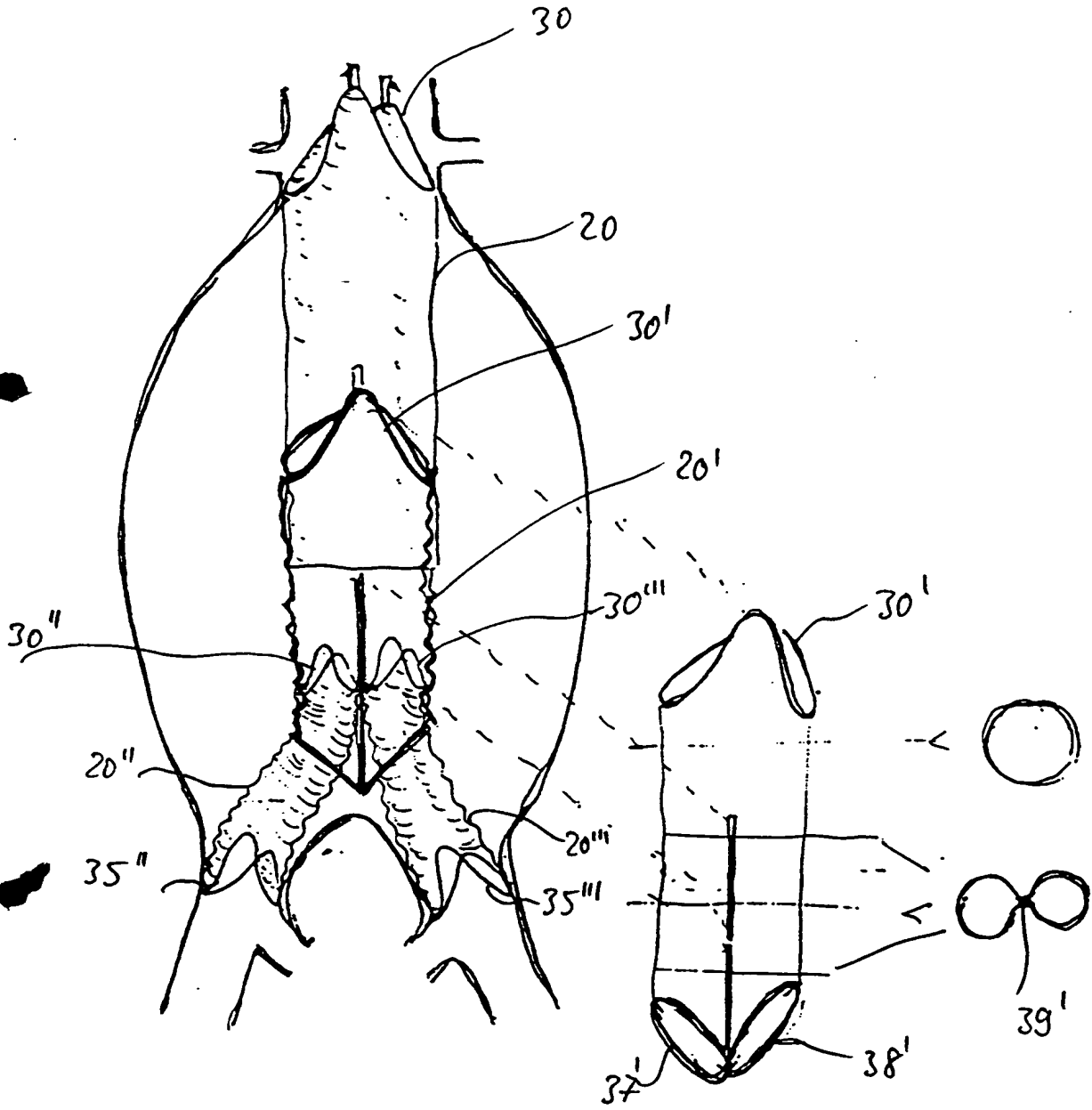


Fig 8

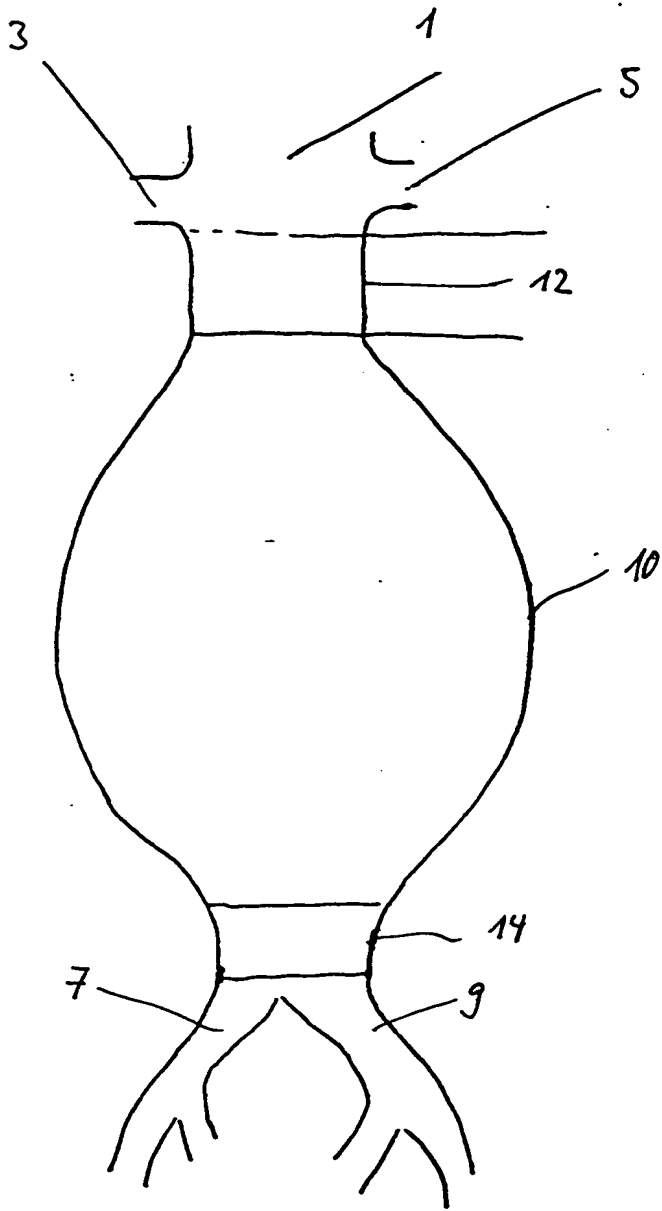


Fig. 9a

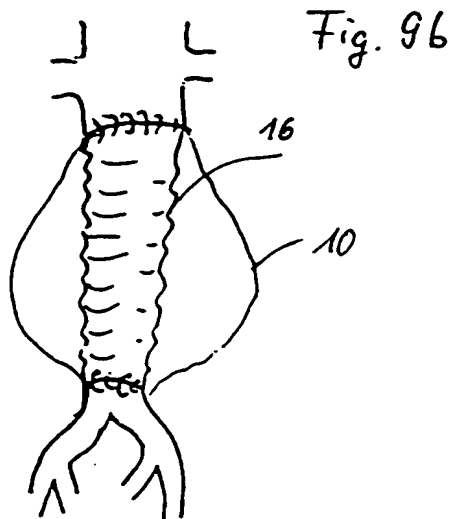


Fig. 9b

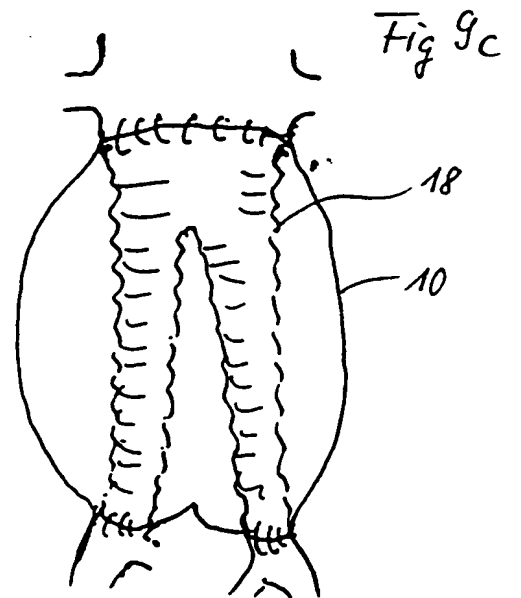


Fig. 9c

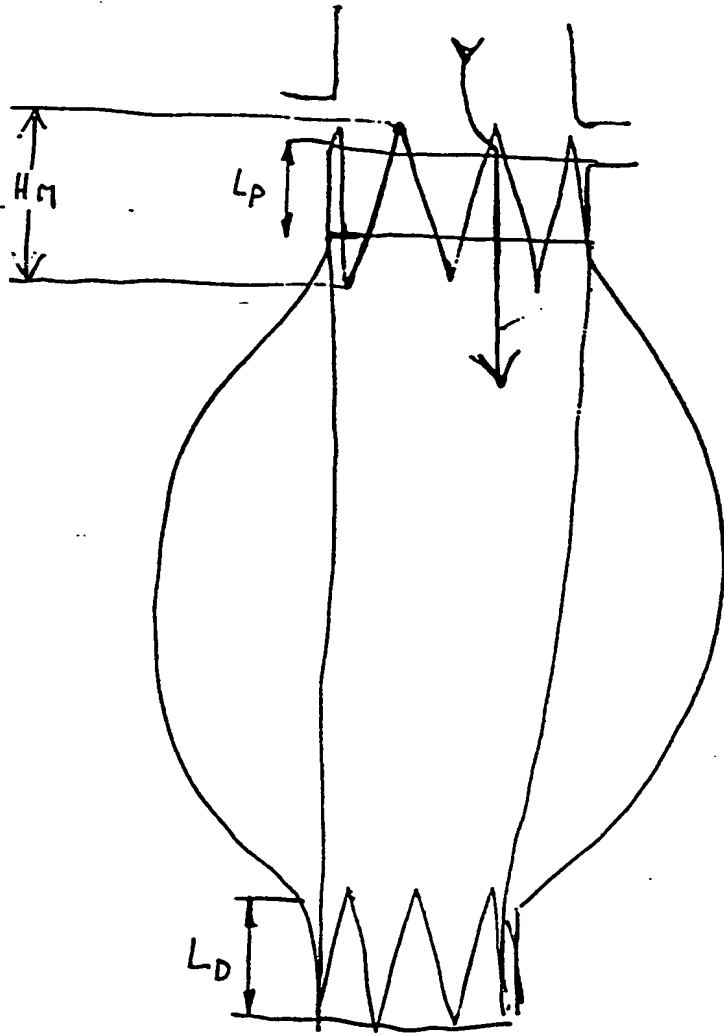
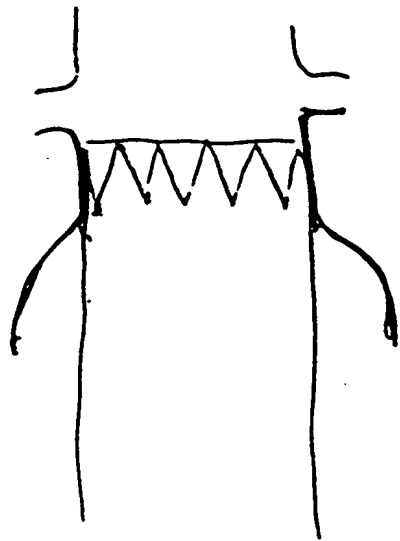


Fig. 10



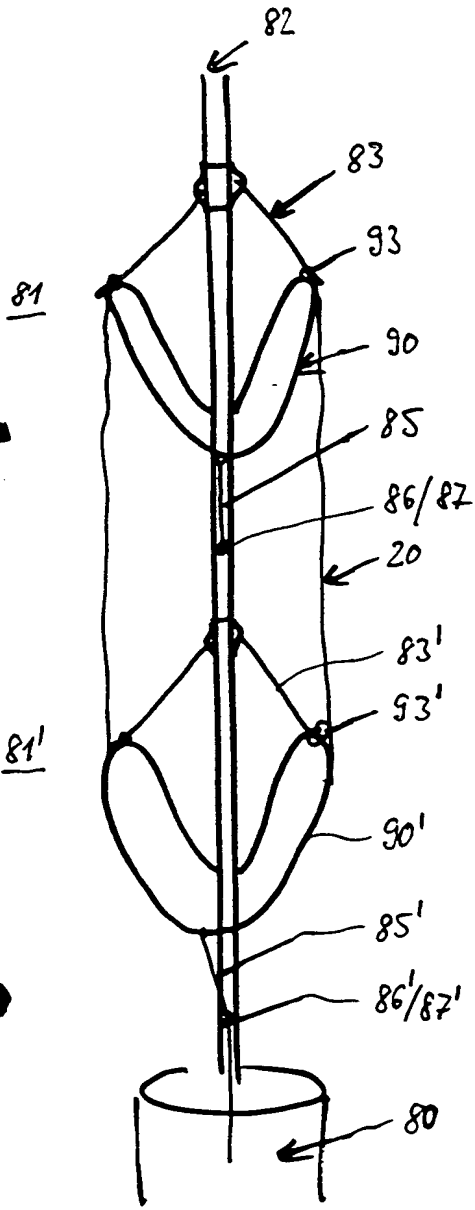


Fig. 11

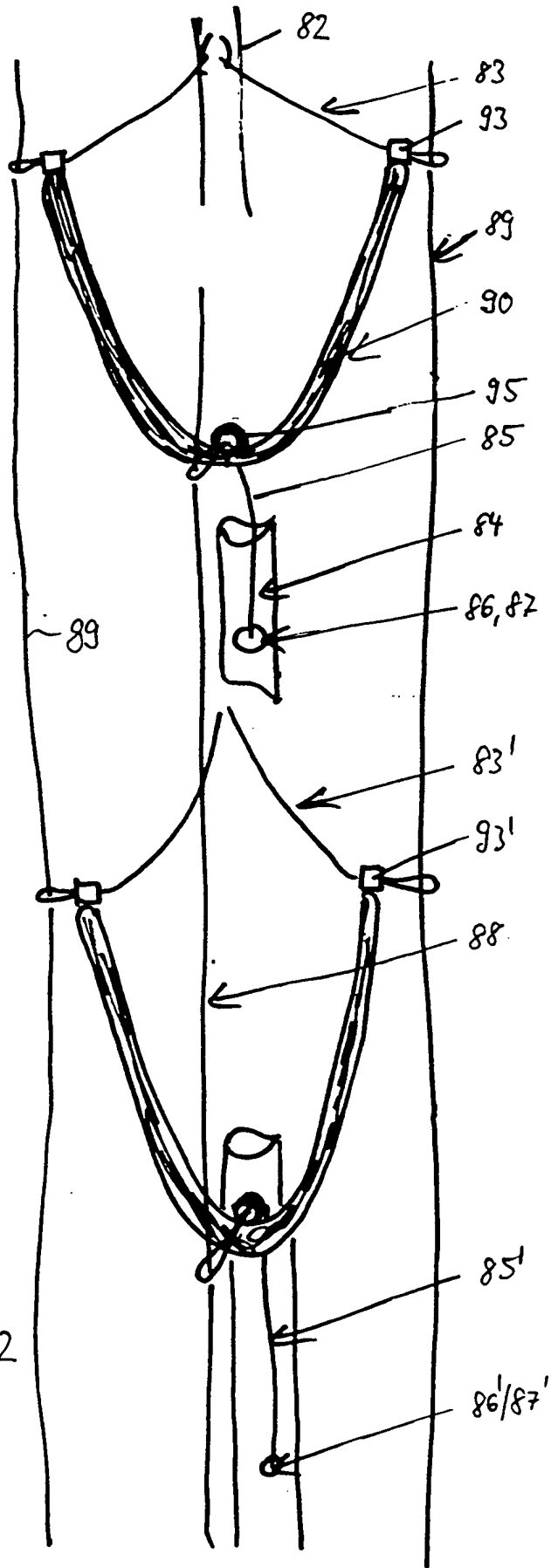


Fig. 12